



Europäisches  
Patentamt

European  
Patent Office

Office européen  
des brevets

PCT / I B 04 / 50417

REC'D 16 APR 2004

WIPO

PCT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-  
gen stimmen mit der  
ursprünglich eingereichten  
Fassung der auf dem näch-  
sten Blatt bezeichneten  
europäischen Patentanmel-  
dung überein.

The attached documents  
are exact copies of the  
European patent application  
described on the following  
page, as originally filed.

Les documents fixés à  
cette attestation sont  
conformes à la version  
initialement déposée de  
la demande de brevet  
européen spécifiée à la  
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03101107.5 ✓

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;  
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets  
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:

Application no.: 03101107.5 ✓

Demande no:

Anmeldetag:

Date of filing: 23.04.03 ✓

Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards  
GmbH

Steindamm 94

20099 Hamburg

ALLEMAGNE

Koninklijke Philips Electronics N.V.

Groenewoudseweg 1

5621 BA Eindhoven

PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:  
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.  
If no title is shown please refer to the description.  
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

MR-Bildgebungsverfahren

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)  
revendiquée(s)

Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/  
Classification internationale des brevets:

G01R33/20

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of  
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL  
PT RO SE SI SK TR LI

## BESCHREIBUNG

### MR-Bildgebungsverfahren

Die Erfindung betrifft ein MR-Verfahren zur Erzeugung eines MR-Bildes eines in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes befindlichen Objektes, wobei eine  
5 Mehrzahl von Echosignalen, welche mittels einer geeigneten Bildgebungssequenz aus Hochfrequenz- und Magnetfeldgradientenpulsen erzeugt werden, mit verschiedenen Echozeitwerten aufgenommen werden.

Außerdem betrifft die Erfindung ein MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens sowie  
10 ein Computerprogramm für ein solches MR-Gerät.

Bei der MR-Bildgebung erfolgt üblicherweise die Lokalisierung von Kernmagnetisierung innerhalb des Untersuchungsvolumens mittels zeitlich veränderlicher, räumlich inhomogener Magnetfelder (Magnetfeldgradienten). Die für die Bildre-  
15 konstruktion verwendeten MR-Signale werden als Spannung, die in einer das Untersuchungsvolumen umgebenden Hochfrequenz-Spulenordnung induziert wird, unter dem Einfluss einer geeigneten Abfolge (Sequenz) von Magnetfeldgradienten- und Hochfrequenzpulsen in der Zeitdomäne aufgezeichnet. Es sind eine Reihe von Bildgebungssequenzen bekannt, bei welchen zum Zwecke einer möglichst schnellen  
20 Bildgebung die MR-Signale als Echosignale mit verschiedenen Echozeitwerten nach der Anregung der Kernmagnetisierung mittels eines einzigen Hochfrequenzpulses erzeugt werden. Solche Sequenzen werden auch als „Multi-Echo-Sequenzen“ bezeichnet. In diesem Zusammenhang sind sogenannte Gradientenecho-Sequenzen, wie beispielsweise die EPI-Sequenz (engl. „Echo Planar Imaging“), sowie Bildgebungs-  
25 sequenzen, bei denen die Echosignale durch Refokussierung mittels zusätzlicher Hochfrequenzpulse erzeugt werden, wie z. B. die TSE-Sequenz (engl. „Turbo Spin Echo“), besonders erwähnenswert. Die eigentliche Bildrekonstruktion aus den aufgenommenen Echosignalen erfolgt zumeist durch Fourier-Transformation der Zeitsignale. Durch die Zahl, den zeitlichen Abstand, die Dauer und die Stärke der

verwendeten Magnetfeldgradienten- und Hochfrequenz-Pulse ist die Abtastung des dem Untersuchungsvolumen zugeordneten Ortsfrequenzraumes (sog. „k-Raum“) vorgegeben, durch welchen der abzubildende Volumenbereich (engl. „Field Of View“, oder kurz FOV) sowie die Bildauflösung bestimmt sind. Durch Anforderungen an das  
5 FOV und an die Bildauflösung wird die Zahl der Phasenkodierungsschritte bei der Abtastung des Ortsfrequenzraumes und damit die Dauer der Bildgebungssequenz vorgegeben.

Bei MR-Bildgebungsverfahren der zuvor skizzierten Art, bei denen durch den Einsatz  
10 von Multi-Echo-Sequenzen eine Mehrzahl von Echosignalen zur Bilderzeugung aufgenommen wird, besteht das Problem, dass die rekonstruierten MR-Bilder anfällig für Bildartefakte sind, die zum Teil auf Nichtidealitäten bei der Signalaufnahme und zum Teil auf Relaxationserscheinungen beruhen. Solche Nichtidealitäten äußern sich vor allem in Phasenfehlern der aufgenommenen Echosignale. Phasenfehler kommen bei-  
15 spielsweise durch lokale Inhomogenitäten des statischen Magnetfeldes zustande, wie sie insbesondere bei der medizinischen MR-Bildgebung aufgrund der individuell unterschiedlichen Suszeptibilitätseigenschaften der untersuchten Patienten nicht vermieden werden können. Diese Feldinhomogenitäten führen zu lokalen Verschiebungen der kernmagnetischen Resonanzfrequenz innerhalb des Untersuchungsvolumens, was  
20 wiederum Ursache für bei der Bildrekonstruktion auftretende Unschärfe und für Bildverzerrungen ist. Ursache für Bildartefakte sind außerdem, wie bereits erwähnt, Relaxationserscheinungen aufgrund transversaler Relaxation der Kernmagnetisierung ( $T_2$ - bzw.  $T_2^*$ -Relaxation). Die durch Relaxation hervorgerufenen Bildartefakte bestehen in unerwünschten Schwankungen der Bildintensität sowie in Abschattungen.  
25 Transversale Relaxation beruht vor allem auf paramagnetischen Effekten sowie auf internuklearen Wechselwirkungen.

Es sind MR-Bildgebungsverfahren bekannt, bei welchen vor allem auf Phasenfehlern beruhende Bildartefakte korrigiert werden. Hierfür geeignete, sogenannte „Conjugate-  
30 Phase“-Rekonstruktionsalgorithmen werden routinemäßig eingesetzt. Bei solchen Verfahren wird die Kenntnis über die lokalen Frequenzverschiebungen ausgenutzt, um

- die Phasen der aufgenommenen Echosignale zu korrigieren. Die aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren haben jedoch den Nachteil, dass zur Ermittlung der lokalen Frequenzverschiebungen die Aufnahme von zusätzlichen Messsignalen aus dem Untersuchungsvolumen erforderlich ist. Aufgrund der zusätzlichen Messzeit zur Aufnahme der zur Korrektur der Bildartefakte benötigten Daten nimmt die Bildaufnahme gemäß den aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren eine unerwünscht lange Zeit in Anspruch. Außerdem werden auf Relaxationserscheinungen beruhende Bildartefakte üblicherweise nicht korrigiert.
- 10 Aus dem Stand der Technik sind des weiteren MR-Bildgebungsverfahren bekannt, bei denen der Ermittlung der lokalen Relaxationszeiten auch unabhängig von der Korrektur von etwaigen Bildartefakten eine besondere Bedeutung zukommt. Die Visualisierung und auch die quantitative Bestimmung der räumlichen Verteilung der Relaxationszeiten ist beispielsweise wichtig, wenn bei der MR-Bildgebung Kontrastmittel eingesetzt werden, die sich auf die transversale Relaxation der Kernmagnetisierung auswirken. Derartige Kontrastmittel, die beispielsweise auf Eisenoxiden basieren, werden z. B. zur Verfolgung von markierten Zellen mittels MR und zur Lokalisierung von Wirkstoffen innerhalb des Untersuchungsvolumens eingesetzt. Auch bei der funktionalen MR-Bildgebung (fMRI) kommen Kontrastmittel, die sich auf die transversale Relaxationszeit ( $T_2$  bzw.  $T_2^*$ ) auswirken, zum Einsatz. Es ist aus dem Stand der Technik bekannt, zur Visualisierung der räumlichen Verteilung der Relaxationszeiten beispielsweise  $T_2^*$ -gewichtete MR-Bilder aufzunehmen. Oft ist es allerdings wünschenswert, die lokalen Relaxationszeiten quantitativ zu bestimmen. Dabei besteht wiederum das Problem, dass die Ermittlung der lokalen Relaxationszeiten die Aufnahme von eigens hierfür bestimmten MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen erforderlich macht und zwar zusätzlich zu der Aufnahme der zur eigentlichen Bildrekonstruktion bestimmten MR-Signale. Die insgesamt erforderliche Messzeit wird dadurch unerwünscht lang.
- 30 Vor diesem Hintergrund liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein MR-Bildgebungsverfahren bereitzustellen, welches die Ermittlung der lokalen

Relaxationszeiten und/oder die Ermittlung der lokalen Frequenzverschiebungen innerhalb des Untersuchungsvolumens ohne zusätzliche Messzeit möglich macht.

Diese Aufgabe löst die Erfindung durch ein MR-Verfahren gemäß Patentanspruch 1.

- 5 Das erfindungsgemäße Verfahren beginnt mit der Aufnahme einer Mehrzahl von Echosignalen mit zumindest zwei verschiedenen Echozeitwerten. Dies erfolgt in üblicher Art und Weise mittels einer geeigneten Multi-Echo-Bildgebungssequenz, wie beispielsweise einer EPI-Sequenz oder einer TSE-Sequenz. Dabei werden jeweils nach
- 10 Einstrahlung eines Hochfrequenzpulses mehrere Echosignale mit jeweils unterschiedlichen Echozeitwerten aufgenommen. Die aufgenommenen Daten umfassen also mehrere Sätze von Echosignalen, wobei jedem Satz jeweils ein bestimmter Echozeitwert zugeordnet ist. Aus jedem dieser Sätze, d. h. für jeden einzelnen Echozeitwert wird gemäß der Erfindung als nächstes jeweils ein intermediäres MR-Bild
- 15 rekonstruiert. Jedes intermediäre MR-Bild basiert somit auf Echosignalen, die mit einem bestimmten Echozeitwert aufgenommen sind. Dies ermöglicht es, die lokalen Relaxationszeiten und/oder die lokalen Frequenzverschiebungen durch Auswertung der intermediären MR-Bilder zu ermitteln, wobei die den einzelnen intermediären MR-Bildern zugeordneten Echozeitwerte berücksichtigt werden. Die lokalen Relaxations-
- 20 zeiten können ermittelt werden, indem für jeden einzelnen Bildpunkt die Veränderung der Bildhelligkeit der intermediären MR-Bilder in Abhängigkeit vom jeweiligen Echozeitwert untersucht wird. In ähnlicher Weise können lokale Frequenzverschiebungen ermittelt werden, indem für jeden Bildpunkt die Entwicklung der Phase des komplexen Bildwertes in Abhängigkeit vom Echozeitwert bestimmt wird.
- 25 Aus der Gesamtheit der Echosignale wird gemäß der Erfindung schließlich ein endgültiges MR-Bild rekonstruiert.

- Grundidee der Erfindung ist es, die lokalen Relaxationszeiten bzw. die lokalen Frequenzverschiebungen direkt aus den zur Rekonstruktion des endgültigen MR-Bildes
- 30 bestimmten Echosignalen zu ermitteln. Dadurch wird sichergestellt, dass keinerlei zusätzliche Messzeit erforderlich ist, um die lokale Verteilung der Relaxationszeiten

innerhalb des Untersuchungsvolumens bzw. die lokalen Feldinhomogenitäten zu bestimmen.

- Zweckmäßigerweise erfolgt bei dem erfindungsgemäßen Verfahren die Aufnahme der
- 5 Echosignale unter nicht-kartesischer, insbesondere unter radialer Abtastung des dem Untersuchungsvolumen zugeordneten Ortsfrequenzraumes. Zur Erzeugung der Echosignale können dabei in an sich bekannter Weise z.B. radiale Multi-Echo-Bildgebungssequenzen (wie etwa sog. „EPI“- oder „REPI“-Sequenzen) verwendet werden. Zur Ermittlung der lokalen Relaxationszeiten ( $T_2$ ) würde sich auch eine
- 10 entsprechende Turbo-Spin-Echo-Sequenz (sog. „TSE“-Sequenz) eignen. Bei radialer Abtastung des Ortsfrequenzraumes wird der Ortsfrequenzraum im Zentrum mit höherer Dichte abgetastet als in der Peripherie. Dies hat zur Folge, dass die intermediären MR-Bilder mit geringerer Auflösung rekonstruiert werden können als das endgültige MR-Bild, wobei Unterabtastungsartefakte in den intermediären MR-Bildern nicht auftreten.
- 15 Zur Ermittlung der lokalen Relaxationszeiten bzw. der lokalen Frequenzverschiebungen reicht die geringere Auflösung der intermediären MR-Bilder in der Regel aus. Es besteht die Möglichkeit, die intermediären MR-Bilder mit geringer Auflösung direkt aus den entsprechenden Echosignalen zu rekonstruieren, wobei ausschließlich Signale aus dem Zentrum des Ortsfrequenzraumes zugrunde gelegt werden. Alternativ können die
- 20 intermediären MR-Bilder auch mit hoher Auflösung rekonstruiert werden, wobei dann anschließend durch Filterung aus den hoch aufgelösten intermediären MR-Bildern zweckmäßigerweise intermediäre MR-Bilder mit entsprechend geringerer Auflösung erzeugt werden. Oder es können die intermediären MR-Bilder mit hoher Auflösung unter Hinzunahme von Echosignalen mit ähnlichen Echozeitwerten rekonstruiert
- 25 werden (vgl. H.K. Song et al. in Magnetic Resonance in Medicine, Band 44, Seiten 825 bis 832, 2000). Dadurch werden in den hoch aufgelösten intermediären MR-Bildern ggf. auftretende Unterabtastungsartefakte vermieden.

- Vorteilhafterweise besteht gemäß der Erfindung die Möglichkeit, die ermittelten lokalen
- 30 Relaxationszeiten und/oder die lokalen Frequenzverschiebungen zu verwenden, um in dem endgültigen MR-Bild durch Relaxationserscheinungen und/oder Feldinhomo-

genitäten bedingte Bildartefakte zu korrigieren. Dies erfolgt in herkömmlicher Art und Weise, indem die komplexwertigen Echosignale einer Phasenkorrektur entsprechend den ermittelten lokalen Relaxationszeiten bzw. lokalen Frequenzverschiebungen unterzogen werden. Sowohl lokale Relaxationserscheinungen als auch lokale

- 5 Feldinhomogenitäten können im Wege der Phasenkorrektur berücksichtigt werden, indem die lokalen Relaxationszeiten und die lokalen Frequenzverschiebungen für jeden Bildpunkt in einem komplexwertigen Phasenfehler zusammengefasst werden.

- Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht es außerdem, einerseits die lokalen  
10 Relaxationszeiten quantitativ zu ermitteln und andererseits gleichzeitig ein von Relaxationserscheinungen unbeeinflusstes MR-Bild zu rekonstruieren. Dies gestattet es, zum Zwecke der Visualisierung eine Darstellung der lokalen Relaxationszeiten einer Darstellung des endgültigen MR-Bildes zu überlagern. Dies kann beispielsweise erfolgen, indem die Darstellung des endgültigen MR-Bildes entsprechend der  
15 Verteilung der Relaxationszeiten unterschiedlich eingefärbt wird.

- Zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens eignet sich ein MR-Gerät mit einer Hauptfeldspule zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, einer Mehrzahl von Gradientenspulen zur Erzeugung  
20 von Magnetfeldgradienten in dem Untersuchungsvolumen, zumindest einer Hochfrequenzspule zur Erzeugung von Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen und/oder zum Empfang von Echosignalen aus dem Untersuchungsvolumen, und mit einer zentralen Steuerungseinheit zur Ansteuerung der Gradientenspulen und der Hochfrequenzspule, sowie mit einer Rekonstruktions- und  
25 Visualisierungseinheit zur Verarbeitung und Darstellung der Echosignale. Das oben beschriebene Verfahren ist auf dem erfindungsgemäßen MR-Gerät mittels einer geeigneten Programmsteuerung der zentralen Steuerungseinheit bzw. der Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit ausführbar.

- 30 Das erfindungsgemäße Verfahren kann den Benutzern von MR-Geräten in Form eines entsprechenden Computerprogramms zur Verfügung gestellt werden. Das Computer-



programm kann auf geeigneten Datenträgern, wie z. B. CD-ROM oder Diskette, gespeichert sein, oder es kann über das Internet auf die zentrale Steuerungseinheit bzw. auf die Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit des MR-Geräts heruntergeladen werden.

5

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im Folgenden anhand der Figuren erläutert. Es zeigen:

Figur 1 Schematische Darstellung des Ablaufs des erfindungsgemäßen Verfahrens;

10

Figur 2 MR-Gerät gemäß der Erfindung.

Das in der Figur 1 dargestellte Verfahren beginnt mit der Aufnahme einer Mehrzahl von Echosignalen mit drei verschiedenen Echozeitwerten  $t_1$ ,  $t_2$  und  $t_3$ . Die Gesamtheit der aufgenommenen Echosignale liegt als Datensatz 1 vor. Die Aufnahme der Echosignale erfolgt gemäß der Erfindung mittels einer Multi-Echo-Bildgebungssequenz mit radialer Abtastung des Ortsfrequenzraumes. Die in dem Datensatz 1 enthaltenen Echosignale können in drei Teildatensätze 2, 3 und 4 entsprechend den Echozeitwerten  $t_1$ ,  $t_2$  bzw.  $t_3$  aufgeteilt werden. Aufgrund des radialen Abtastungsschemas ist das Zentrum des Ortsfrequenzraumes bei jedem der Teildatensätze 2, 3 und 4 mit ausreichender Dichte abgetastet, so dass aus den Teildatensätzen 2, 3 und 4 jeweils intermediäre MR-Bilder 5, 6 und 7 mit geringer Auflösung rekonstruiert werden können. Jedes der intermediären MR-Bilder 5, 6 und 7 basiert somit auf Echosignalen, die mit bestimmten Echozeitwerten  $t_1$ ,  $t_2$  bzw.  $t_3$  aufgenommen sind. Als nächstes werden aus den intermediären MR-Bildern 5, 6 und 7 lokale Relaxationszeiten  $T_2^*(x)$  sowie lokale Frequenzverschiebungen  $\Delta\omega(x)$  unter Berücksichtigung der jeweiligen Echozeitwerte  $t_1$ ,  $t_2$  und  $t_3$  ermittelt. Die ortsabhängigen Relaxationszeiten  $T_2^*(x)$  liegen als Datensatz 8 und die lokalen Frequenzverschiebungen  $\Delta\omega(x)$  als Datensatz 9 vor. Diese Datensätze ordnen jedem Bildpunkt innerhalb der intermediären MR-Bilder 5, 6 und 7 einen Relaxationszeitwert bzw. einen Frequenzverschiebungswert zu. Aus dem vollständigen

Datensatz 1 wird ein hoch aufgelöstes MR-Bild 10 erzeugt, welches aufgrund der Relaxationserscheinungen und der lokalen Feldinhomogenitäten mit Bildartefakten behaftet ist. Die ermittelten lokalen Relaxationszeiten  $T_2^*(x)$  und die lokalen Frequenzverschiebungen  $\Delta\omega(x)$  werden verwendet, um diese Bildartefakte zu

5 korrigieren und somit ein artefaktfreies, endgültiges MR-Bild 11 zu erzeugen.

Zur Vermeidung von Bildartefakten kann eine Korrektur gemäß der folgenden Formel bei der Rekonstruktion des endgültigen MR-Bildes 11 vorgenommen werden:

10 
$$f'(x) = \int F(k) e^{i\Delta\omega'(x)t(k)} e^{ikx} dk$$

Dabei repräsentiert  $F(k)$  die Echosignale im Ortsfrequenzraum und  $f'(x)$  das endgültige MR-Bild.  $f'(x)$  approximiert das „ideale“ MR-Bild  $f(x)$ , welches das tatsächliche Erscheinungsbild des Untersuchungsobjektes wiedergibt. Durch  $t(k)$  wird angegeben, zu

15 welchem Zeitpunkt der betreffende Punkt des Ortsfrequenzraumes abgetastet wird. Für  $\Delta\omega'(x)$  gilt gemäß der Erfindung die folgende Formel:

$$\Delta\omega'(x) = \Delta\omega(x) - \frac{i}{T_2^*(x)}$$

20 Die Echosignaldaten werden demnach einer Korrektur unterzogen, wobei die komplexwertige Frequenzverschiebung  $\Delta\omega'(x)$  zugrundegelegt wird, welche sich aus der lokalen Frequenzverschiebung  $\Delta\omega(x)$  und der lokalen Relaxationszeit  $T_2^*(x)$  zusammensetzt. Die Erzeugung des artefaktfreien, endgültigen MR-Bildes  $f'(x)$  gemäß der obigen Formel stellt eine Erweiterung des an sich bekannten „Conjugate-Phase“-

25 Rekonstruktionsalgorithmus dar, wobei die Erweiterung darin besteht, dass bei der Korrektur der Echosignaldaten  $F(k)$  eine komplexwertige Frequenzverschiebung  $\Delta\omega'(x)$  zugrundegelegt wird.

Bekannte Implementierungen des „Conjugate-Phase“-Rekonstruktionsalgorithmus können in einfacher Weise gemäß der Erfindung abgewandelt werden. Die Ermittlung der lokalen Frequenzverschiebungen  $\Delta\omega(x)$  und der lokalen Relaxationszeiten  $T_2^*(x)$  erfolgt zweckmäßigerweise in der oben beschriebenen Art und Weise, kann aber auch  
5 anderweitig vor oder nach der Aufnahme der die eigentlichen Bildinformationen enthaltenden MR-Signale  $F(k)$  erfolgen.

Die Figur 2 zeigt ein MR-Gerät, auf welchem das erfindungsgemäße Verfahren durchführbar ist als Blockdiagramm. Das MR-Gerät besteht aus einer Hauptfeldspule 12  
10 zur Erzeugung eines homogenen statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, in welchem sich ein Patient 13 befindet. Das MR-Gerät weist des weiteren Gradientenspulen 14, 15 und 16 zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in unterschiedlichen Raumrichtungen innerhalb des Untersuchungsvolumens auf. Mittels einer zentralen Steuerungseinheit 17, die über einen Gradientenverstärker 18 mit den  
15 Gradientenspulen 14, 15 und 16 verbunden ist, wird der zeitliche und räumliche Verlauf der Magnetfeldgradienten innerhalb des Untersuchungsvolumens gesteuert. Zu dem dargestellten MR-Gerät gehört ferner eine Hochfrequenzspule 19 zur Erzeugung von Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen und zum Empfang von Echosignalen aus dem Untersuchungsvolumen. Die Hochfrequenzspule 19 steht über eine  
20 Sendeeinheit 20 mit der Steuerungseinheit 17 in Verbindung. Die von der Hochfrequenzspule 19 aufgenommenen Echosignale werden mittels einer Empfangseinheit 21 demoduliert und verstärkt und einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit 22 zugeführt. Die von der Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit 22 verarbeiteten Echosignale können mittels eines Bildschirms  
25 23 dargestellt werden. Die Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit 22 sowie die Steuerungseinheit 17 verfügen zur Durchführung des oben beschriebenen Verfahrens über eine geeignete Programmsteuerung.

**PATENTANSPRÜCHE**

1. MR-Verfahren zur Erzeugung eines MR-Bildes (11) eines in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes befindlichen Objektes, mit den folgenden Verfahrensschritten:

- 5 a) Aufnahme einer Mehrzahl von Echosignalen mit zumindest zwei verschiedenen Echozeitwerten ( $t_1, t_2, t_3$ ), wobei die Echosignale mittels einer Bildgebungssequenz aus Hochfrequenz- und Magnetfeldgradientenpulsen erzeugt werden,
- b) Rekonstruktion jeweils eines intermediären MR-Bildes (5, 6, 7) für jeden  
10 Echozeitwert ( $t_1, t_2, t_3$ ), aus den entsprechenden Echosignalen,
- c) Ermittlung von lokalen Relaxationszeiten ( $T_2^*(x)$ ) und/oder lokalen Frequenzverschiebungen ( $\Delta\omega(x)$ ) durch Auswertung der intermediären MR-Bilder unter Berücksichtigung der jeweiligen Echozeitwerte ( $t_1, t_2, t_3$ ),
- d) Rekonstruktion eines endgültigen MR-Bildes (11) aus der Gesamtheit der  
15 Echosignale (1).

2. MR-Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

20 dass im Verfahrensschritt a) die Aufnahme der Echosignale unter nicht-kartesischer, insbesondere unter radialer Abtastung des dem Untersuchungsvolumen zugeordneten Ortsfrequenzraumes erfolgt.

3. MR-Verfahren nach Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet,

dass die intermediären MR-Bilder (5, 6, 7) mit geringerer Auflösung rekonstruiert werden als das endgültige MR-Bild (11).

5

4. MR-Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3,

dadurch gekennzeichnet,

dass es sich bei der Bildgebungssequenz um eine Echo-Planar-Sequenz (EPI) handelt.

10 5. MR-Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,

dadurch gekennzeichnet,

dass die ermittelten lokalen Relaxationszeiten ( $T_2^*(x)$ ) und/oder lokalen Frequenzverschiebungen ( $\Delta\omega(x)$ ) verwendet werden, um in dem endgültigen MR-Bild (11) durch Relaxationserscheinungen und/oder Feldinhomogenitäten bedingte

15 Bildartefakte zu korrigieren.

6. MR-Verfahren, insbesondere nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

dass ermittelte lokale Relaxationszeitwerte ( $T_2^*(x)$ ) und lokale

20 Frequenzverschiebungswerte ( $\Delta\omega(x)$ ) verwendet werden, um in einem MR-Bild (11)

durch Relaxationserscheinungen und Feldinhomogenitäten bedingte Bildartefakte zu korrigieren, wobei eine komplexwertige lokale Frequenzverschiebung ( $\Delta\omega'(x)$ ) gemäß der folgenden Formel zugrundegelegt wird:

$$\Delta\omega'(x) = \Delta\omega(x) - \frac{i}{T_2^*(x)}$$

25

7. MR-Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet,

dass eine Darstellung der lokalen Relaxationszeiten ( $T_2^*(x)$ ) einer Darstellung des endgültigen MR-Bildes zum Zwecke der Visualisierung überlagert wird.

8. MR-Gerät mit einer Hauptfeldspule (12) zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, einer Mehrzahl von Gradienten-
- 5 spulen (14, 15, 16) zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in dem Untersuchungsvolumen, zumindest einer Hochfrequenzspule (19) zur Erzeugung von Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen und zum Empfang von Echosignalen aus dem Untersuchungsvolumen, und mit einer zentralen Steuerungseinheit (17) zur Ansteuerung der Gradientenspulen (14, 15, 16) und der Hochfrequenzspule (19), sowie
- 10 mit einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit (22) zur Verarbeitung und Darstellung der Echosignale,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die zentrale Steuerungseinheit (17) sowie die Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit (22) eine Programmsteuerung aufweisen, welche gemäß dem Verfahren
- 15 nach einem der Ansprüche 1 bis 7 arbeitet.
9. Computerprogramm für ein MR-Gerät nach Anspruch 7,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass durch das Computerprogramm auf der zentralen Steuerungseinheit (17) sowie auf
- 20 der Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit (22) des MR-Gerätes ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7 implementiert wird.

## ZUSAMMENFASSUNG

### MR-Bildgebungsverfahren

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung eines MR-Bildes eines in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes befindlichen Objektes. Das Verfahren

5 beginnt mit der Aufnahme einer Mehrzahl von Echosignalen mit zumindest zwei verschiedenen Echozeitwerten ( $t_1, t_2, t_3$ ), wobei die Echosignale mittels einer Bildgebungssequenz aus Hochfrequenz- und Magnetfeldgradientenpulsen erzeugt werden. Für jeden Echozeitwert ( $t_1, t_2, t_3$ ) wird sodann jeweils ein intermediäres MR-

10 Bild (5, 6, 7) rekonstruiert. Durch Auswertung dieser intermediären MR-Bilder (5, 6, 7) werden lokale Relaxationszeiten ( $T_2^*(x)$ ) und/oder lokale Frequenzverschiebungen ( $\Delta\omega(x)$ ) unter Berücksichtigung der jeweiligen Echozeitwerte ( $t_1, t_2, t_3$ ) ermittelt. Zuletzt wird ein endgültiges MR-Bild (11) aus der Gesamtheit der Echosignale (1) rekonstruiert.

15 Fig. 1

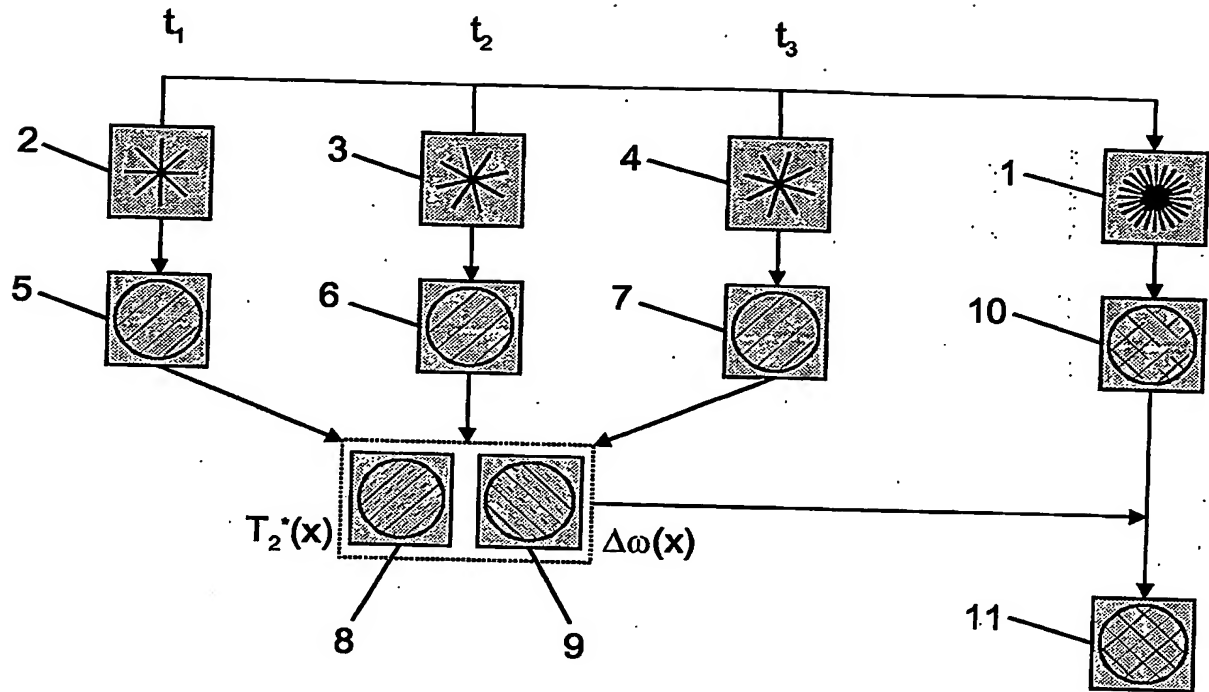
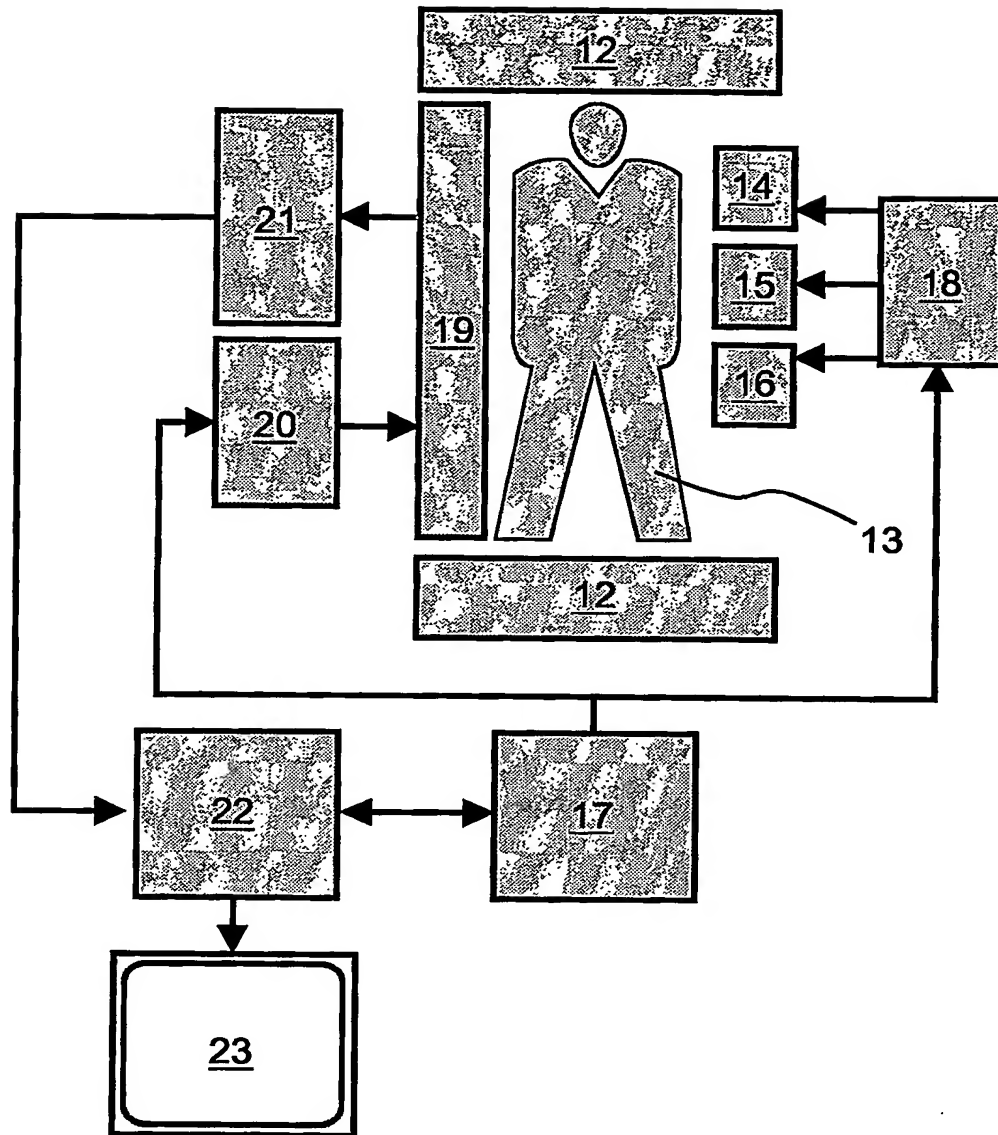


Fig. 1



**Fig. 2**

PCT/IB2004/050417

